

テテラヘルツイメージング

Imaging with THz Radiation

山本 晃司¹, 谷 正彦¹, 北原 英明², 萩行 正憲³

Kohji Yamamoto¹, Masahiko Tani¹, Hideaki Kitahara², Masanori Hangy³

¹ 福井大学遠赤外領域開発研究センター

*¹Research Center for Development of Far-Infrared Region, University of Fukui
Fukui 910-8507, Japan*

² 大阪大学工学研究科原子分子イオン制御理工学センター

*²Center for Atomic and Molecular Technologies, Graduate School of Engineering,
Osaka University
Osaka 565-0871, Japan*

³ 大阪大学レーザーエネルギー学研究センター

*³Institute of Laser Engineering, Osaka University
Osaka 565-0871, Japan*

ぶんせき 特集「バイオイメージング技術の最先端」

2009 年 9 月号, pp483-489 (2009 年 9 月)

より転載

テラヘルツイメージング

山本 晃司, 谷 正彦, 北原 英明, 萩行 正憲

1 はじめに

「テラヘルツ領域」は一般に電波と光の中間領域にあり (図1), 他の周波数領域に比べ未開拓な電磁波領域とされてきた。しかし, 近年, レーザーを励起光源とする電磁波発生技術の進歩やテラヘルツ領域での量子カスケードレーザー発振の成功などにより, テラヘルツ領域の光源技術が著しく進歩したことで, 成熟したとはいえないまでも, 応用の可能性が拡がりつつある領域であるといえる。テラヘルツ領域の定義は研究者によってまちまちであるが, 従来, 遠赤外領域と呼ばれていた領域とほぼ重なる。ここでは $0.1 \sim 10$ THz の周波数領域をテラヘルツ領域, その領域の電磁波をテラヘルツ波と呼ぶことにする。テラヘルツ領域の電磁波を周波数の単位である THz で表す以外にも, 波数 cm^{-1} やエネルギー meV で表すことも多い。本稿でも THz と cm^{-1} の両方の単位を用いているので, 読者に分かりやすいように表1に単位の対応関係を示しておく。

テラヘルツ領域の分光とイメージングを含む計測応用の研究は, 1980 年代に極短パルス光を用いたテラヘルツ波パルスの効率的な発生と検出法が開発されたことがきっかけで大きく発展した。超短パルス光源を用いる以外にもテラヘルツ波発生法として, ナノ秒パルスレーザーによるパラメトリック発振技術, CW レーザーによる photomixing 法, テラヘルツ帯量子カスケードレー

ザー, 高周波固体電子デバイス, テラヘルツ発振 gyrotron などが進歩, あるいは開発された。これらの光源を用いたテラヘルツイメージングの報告もなされているが, 本稿では極短パルス光を用いたテラヘルツ波パルスの効率的な発生と検出法をベースにしたテラヘルツイメージング技術とその応用例について述べる。テラヘルツ波は金属や極性の強い物質を除いて, 比較的物質への透過性が高いので, テラヘルツ領域の分光学的な研究のみならず, 物質内部の非破壊での計測や, 測定対象の透視イメージングが可能であることから, 安全・安心技術としての応用が期待されている。またバイオ関連では, テラヘルツイメージングを癌などの病理組織の診断や, タンパク質のラベルフリーなアッセイに応用することが検討されている。

さて, 極短パルス光を用いたテラヘルツ波パルスの発生と検出法を用いた分光手法は, テラヘルツ時間領域分光法と呼ばれる。これから述べるテラヘルツイメージングは, テラヘルツ時間領域分光による二次元計測であると言ってよい。したがって, まずテラヘルツ時間領域分光の概要を次節で示す。引き続き第3節では筆者らが行ったテラヘルツイメージングの測定例を示す。有機物系のテラヘルツイメージングの例として, まずプラスチック爆薬の例を示す。プラスチック爆薬の成分 (RDX など) はテラヘルツ領域に特徴的な吸収バンドを持つ。この吸収バンドを利用して分光イメージング, すなわち物質のスペクトル情報を利用したイメージングが可能である。次にテラヘルツイメージングの可能性を示す例として, 断層イメージングの例を示す。断層イメージングではテラヘルツ波の試料内部の界面における多重反射を利用し, 試料の深さ方向の情報を得ることができる。またバイオ関連のイメージングの例として癌切片のイメージングを示す。最後に, テラヘルツイメージングのリアルタイム取得技術として二次元電気光学 (2D-EO) サンプルング法を紹介する。

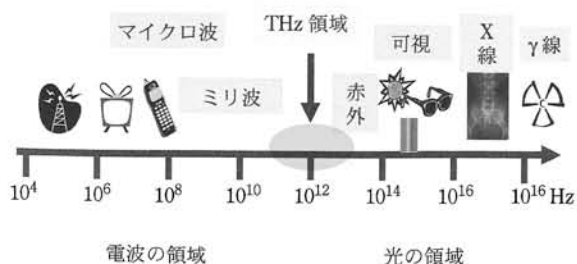


図1 電磁波・光と周波数の関係

表1 テラヘルツ領域の周波数, 周期, 波長, 波数, およびエネルギーの関係

周波数 1 THz	⇔ 周期 1 ps
	⇔ 波長 0.3 mm
	⇔ 波数 33.36 cm^{-1}
	⇔ 光子エネルギー 4.136 meV

2 テラヘルツ時間領域分光法の概要

現在, 極短パルス光レーザーを用いたテラヘルツ波の発生と検出では, 光伝導アンテナ (図2) という素子が最も多く用いられている。半導体基板上の金属線に入れた切れ目 (光伝導ギャップ) にパルス光を照射し, 高速に電氣的スイッチのオン・オフを行うことで電磁波を発生させるので光伝導スイッチと呼ばれることもある。現

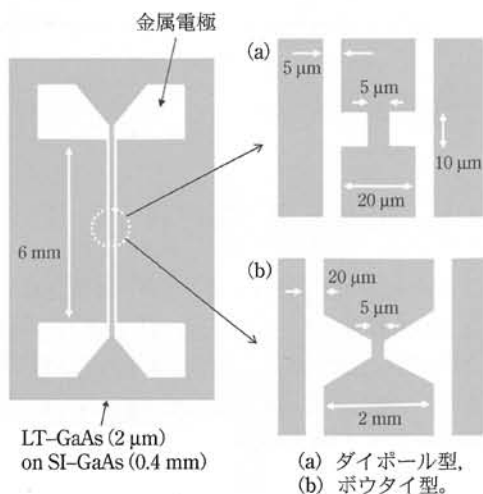


図2 光伝導アンテナの模式図（左図）と中心部分のアンテナパターン（右図）

在、よく使用されているダイポール型的光伝導アンテナとボウタイ型的光伝導アンテナの例を図2(a)および(b)に示す。筆者らが用いている光伝導アンテナは、半絶縁性GaAs (SI-GaAs) 基板（厚さ： ~ 0.4 mm）の上に分子線エピタキシャル法で成長させた低温成長GaAs薄膜（LT-GaAs, 厚さ $2\ \mu\text{m}$ ）を光伝導膜として用いている。このLT-GaAs薄膜の上に、リフトオフと呼ばれる手法で、平行伝送線路（バイアス印加および信号伝達用で長さ約6 mm, 幅 $10\sim 20\ \mu\text{m}$ ）とその中心部分にアンテナとなる金属電極をパターンニングする。アンテナ部の形状によりダイポール型（単純な長方形電極型）、ボウタイ（蝶ネクタイ）型、スパイラル（螺旋）型、ワイドギャップ型（光伝導ギャップの幅が数十 μm 以上）などと呼ばれている。

図3に、光伝導アンテナを用いたテラヘルツ波の発生と検出を行う装置の概略図を示す。この方法は、ヘルツが電磁波の存在を証明した実験（1881年）と原理的に同じである。ただし光伝導アンテナの励起には、火花放電用のトランスではなく、幅が100フェムト秒程度（1フェムト秒（1 fs） $= 10^{-15}$ s）のフェムト秒レーザーパルスを用いる。電磁波放射用の光伝導アンテナに40 V \sim 100 V程度の電圧を印加し、フェムト秒レーザーパルスを電極間に照射する。過渡的光伝導電流が電極間に発生し、テラヘルツ波パルスが放射される。自由空間中に放射されるテラヘルツ波の効率を上げるために、通常、光伝導アンテナの基板裏面に半球状のシリコンレンズを接着させている。空間に放射されたテラヘルツ波を軸外し放物面鏡で伝搬させ、もう一つの光伝導アンテナに集光させる。検出用光伝導アンテナは、放射用のアンテナ励起に用いたフェムト秒レーザーパルスの一部をビームスプリッターで分岐させたものをトリガー光として用いることでテラヘルツ波の電場をサンプリング検出する。光学遅延ステージによって、励起レーザーパルス

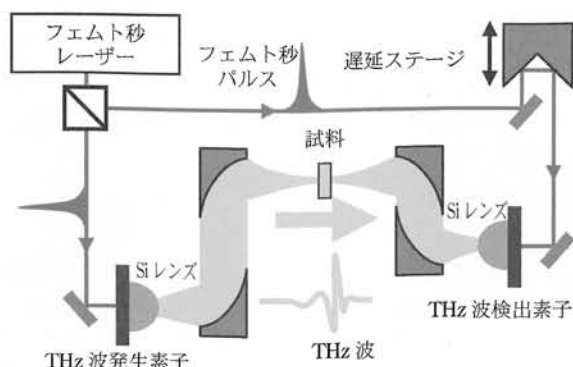


図3 光伝導アンテナを用いたテラヘルツ時間領域分光装置

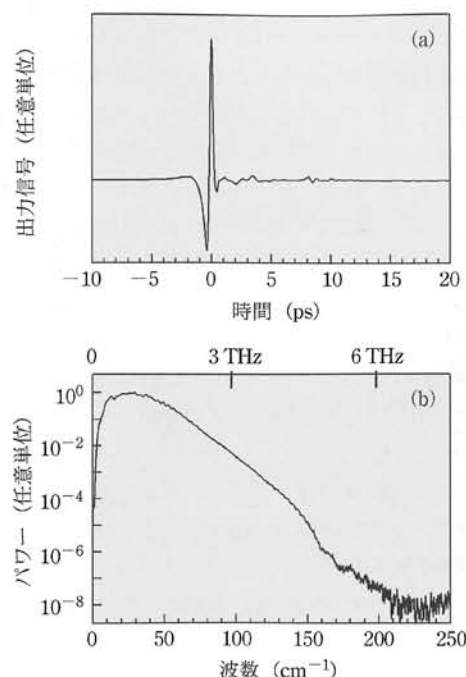


図4 テラヘルツ波の(a)：検出波形とその(b)：パワースペクトル（ $100\ \text{cm}^{-1} = 3\ \text{THz}$ ）

とトリガーパルス間の時間差を走査しながら、検出用の光伝導アンテナからの出力電流を記録することによって、テラヘルツ波の時間波形を得る。

図4に、光伝導アンテナ（ダイポール型アンテナ）を使ってテラヘルツ波を発生・検出したときの時間波形とそのパワースペクトルを示す。テラヘルツ波の検出波形（図4(a)）のメインピークの時間幅は ~ 0.2 psであり、そのパワースペクトル（図4(b)）の上限は $200\ \text{cm}^{-1}$ 程度である。また、 $10\sim 50\ \text{cm}^{-1}$ の領域で8桁程度のダイナミックレンジを有している。高周波領域ではダイナミックレンジが減少するが、 $100\ \text{cm}^{-1}$ （3 THz）で5.5桁程度、 $133\ \text{cm}^{-1}$ （4 THz）で4桁程度のダイナミックレンジを得ている。このようにしてテラヘルツ波の時間波形の測定を行い、吸収スペクトルや屈折率スペクトルを得る分光手法を、テラヘルツ時間領域分光法

(terahertz time-domain spectroscopy, THz-TDS) という。

従来、テラヘルツ領域で高感度の測定を行うためには検出器自身による熱ノイズを減らすために、検出器を液体ヘリウムなどで冷却する必要があった。しかし、上に述べた手法では、室温においても十分高い信号対雑音比でテラヘルツ波を検出することが可能である。これはフェムト秒レーザーパルスを用いたテラヘルツ波の発生・検出法の大きな利点である。フェムト秒レーザーとしてはモード同期のチタンサファイアレーザー（発振波長約 800 nm、平均出力数百 mW～数 W）が用いられることが多いが、最近では、出力は落ちるがフェムト秒のファイバーレーザー（基本波 1.55 μm の 2 倍波である 780 nm 出力で 20 mW 前後）も用いられる。チタンサファイアレーザーに比べると低価格であり、また小型かつ高安定動作するので、産業用途にはファイバーレーザーが励起用光源として適していると思われる。

3 テラヘルツイメージングの測定例

3.1 プラスチック爆薬のテラヘルツスペクトルとイメージング検出

現在、重要なテロ対策の一つに、強力な破壊能力を持つプラスチック爆弾の取り締まりがある。代表的なプラスチック爆薬の一つである C-4 爆薬は、軍用に利用されている薄いクリーム色の紙粘土状の爆薬である。図 5 の挿入図にその主成分である RDX (1,3,5-trinitro-1,3,5-triazacyclohexane) の分子構造を示す。C-4 爆薬は有機物であるため、通常、空港などで使用されている X 線検査器や金属探知機では検出が不可能である。

対象物に対してテラヘルツ波による検出が有効であるか否かは、対象物のテラヘルツ領域の吸収スペクトルパターンに依存する。中赤外の指紋領域スペクトル (900～1300 cm^{-1}) のように、物質同定に十分な数の吸収バンドがテラヘルツ領域に存在するとその対象物の検出が容易になる。図 5 に筆者らが測定した C-4 爆薬のテラヘルツ吸収スペクトル¹⁾を示す。C-4 爆薬は 100 cm^{-1} ($\approx 3 \text{ THz}$) 以下の領域に少なくとも 6 本のバンドを持ち、先ほど述べた条件を満たしている。

爆薬を内包した封筒爆弾や小包爆弾は、特定・不特定多数の人に危害を加える目的で利用されており、そのスクリーニング法の開発は対テロ対策における重要な技術課題の一つになっている。図 6 に、テラヘルツ波の透過によって封筒に入れられた C-4 爆薬の検出を行った結果を示す¹⁾。不透明な封筒（茶封筒）に直径約 13 mm の C-4 爆薬を封じて実験を行った（図 6(a)）。図 6(b) の点線は封筒部分（図 6(a) の (i)）を透過したテラヘルツ波の吸収スペクトルであり、テラヘルツ波が紙を透過することが分かる。C-4 爆薬を含む部分（図 6(a) の (ii)）を透過させると、C-4 爆薬のスペクトル形状を示

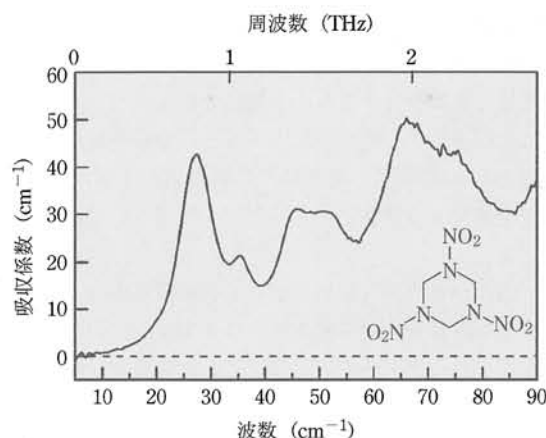
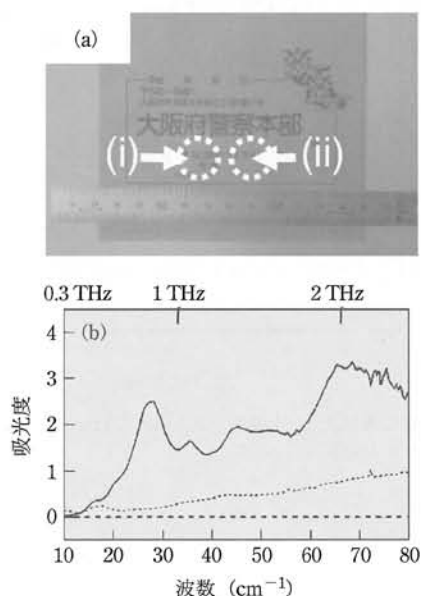


図 5 C-4 爆薬のテラヘルツ領域の吸収スペクトル(挿入図は、C-4 爆薬の主成分分子 RDX の化学構造式)



(a)：直径 13 mm の C-4 爆薬を封入した擬似封筒爆弾の写真。C-4 爆薬は (ii) の部分にあり、(i) の部分にはない。(b)：(i) と (ii) の部分にテラヘルツ波を透過させて測定した吸収スペクトル。点線が (i) の部分、実線が (ii) の部分。

図 6 C-4 擬似封筒爆弾のテラヘルツ波による検出

すスペクトル（図 6(b) の実線）が得られる。このことから、C-4 封筒爆弾の検出がテラヘルツ波の透過測定によって可能であることが分かる。紙の吸収を差し引いた吸収スペクトルと図 5 のスペクトルの強度を比較することによって、爆薬の厚さも推定することができる。また、封筒を二次元スキャンすることによって、封筒の中身（この場合は C-4 爆薬）を透視イメージングすることが可能である（図 7）。これらをあわせると、C-4 封筒爆弾内部の爆薬の体積までも推定することが可能である。

C-4 爆薬以外のプラスチック爆薬や TNT（トリニト

ロトルエン)などもテラヘルツ領域に指紋スペクトルを持つことが知られている²⁾。一般に爆薬に限らず結晶状態にある有機物はテラヘルツ領域に指紋スペクトルを持つことが多い。したがって、テラヘルツ波を用いた有機物等の非破壊検出・検査は、X線などのイメージング検査を補完する新しいイメージング技術として期待できる。

一方、テラヘルツ領域に現れる有機物等の分子結晶の吸収バンドは分子間振動あるいは光学フォノンに起因すると思われるが、その帰属はほとんどの場合行われていない。これは弱い分子間相互作用および分子配列の周期性を考慮した高精度のバンド計算が困難であることが主

な理由である。しかし、最近、テラヘルツ領域のバンド同定に関する理論研究が進展しており、一部の分子性結晶については理論計算によってテラヘルツ領域の吸収スペクトルを再現できるようになってきた³⁾。今後、十分高精度なテラヘルツ領域のバンド計算が Gaussian などの市販ソフトで可能になれば、この領域の研究は一層加速することが期待できる。

3.2 テラヘルツ断層イメージング

THz-TDS で使われるテラヘルツ波は時間幅 1 ps 以下のパルスであるので、超音波エコーと同様に深さ方向のイメージ、つまり断層像の測定が可能である⁴⁾。図 8 (a) はその原理を示したもので、試料表面から入射したテラヘルツ波パルスは、内部構造の屈折率不連続面で順次反射され、パルス系列として波形が測定される。反射パルスの時間遅延は屈折率不連続面の深さ方向の距離に比例する。図 8 (b) は断層像の測定に用いた高圧ケーブルの構造を示したもので、被覆が銅ケーブルを覆っている。反射型の THz-TDS 装置を用いて、表面からテラヘルツ波パルスを入射し、反射波形を測定する。長さ方向に試料を移動してこの波形を順次測定し、反射波の振幅を濃淡でプロットすると図 8 (c) のような断層像が得られる⁵⁾。図では、“欠陥”と示されている位置に被覆の剥がれが検出されている。

3.3 癌組織のテラヘルツイメージング

テラヘルツ波の生命医科学への応用も検討されてい

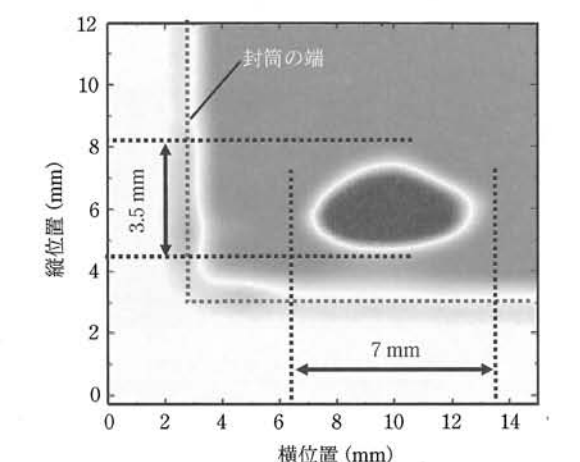


図 7 封筒に入れた C-4 爆薬 (3.5 mm×7 mm の断片) のテラヘルツイメージング

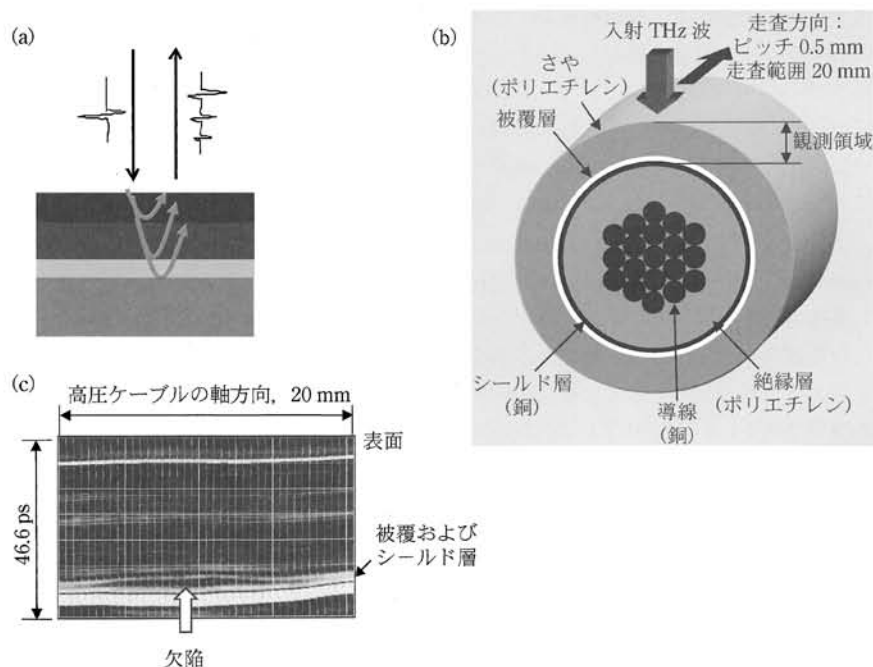


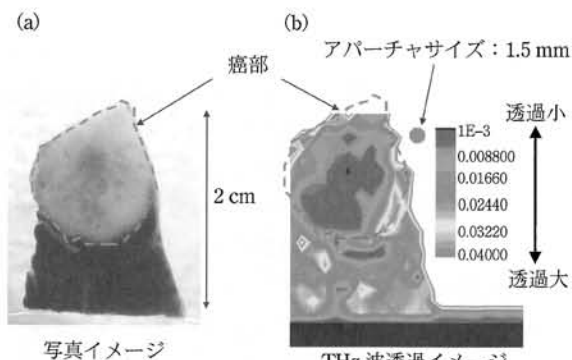
図 8 (a): テラヘルツ断層イメージングの原理, (b): 高圧ケーブルの構造, および (c): 高圧ケーブルの断層像 (矢印は被覆が剥がれているところを示す)

る。例として、筆者らが行った癌組織のテラヘルツ波によるイメージングについて以下に紹介する。

生体は水分を多く含むため、テラヘルツ波はせいぜい数百 μm 程度しか生体内に浸透しない。したがって、生体内部のテラヘルツイメージングはテラヘルツ波用のカテーテルを用いて生体内に導入するなどの方法を用いなければ不可能である。しかし、皮膚表面や、切除処理された後の生体組織であればテラヘルツ波による透過あるいは反射イメージングが可能である。そこで筆者らは、テラヘルツ波の皮膚癌の診断や切除癌組織の病理学的検定などへの応用を意図して、癌組織のテラヘルツイメージングの測定を行った。癌組織は正常組織よりもテラヘルツ領域の吸収が強いことが複数のグループから報告されている⁶⁾⁷⁾。そのような吸収差を利用すれば、テラヘルツイメージングで患者の皮膚組織を切除することなく皮膚癌領域の正確な検定を行ったり、非染色による切除癌組織の検定を行ったりすることが可能になると期待される。

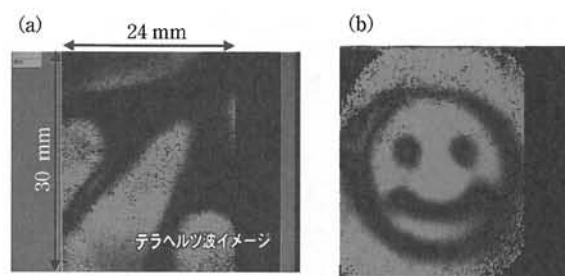
実際筆者らのグループでも、パラフィン固定された特

定の肝臓癌組織の吸収が正常組織部よりも増大する傾向があることを確認している。肝臓癌組織は周囲の正常組織に対して白く見えるので、容易に視認できるため標準試料として適している。図 9(a) にパラフィン固定された肝臓癌組織の写真を示す。図 9(b) に同じ組織のテラヘルツ波の透過率イメージを示す。図 9(b) のイメージは約 2 THz における試料の透過率を $1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ のピクセルサイズで $20\text{ mm} \times 20\text{ mm}$ の領域に対してマッピングしたものである (20×20 ピクセル)。この試料の場合、テラヘルツ透過イメージでは肝臓癌に対応した領域の透過率が小さく (イメージでは青色が濃くなっている)、正常組織とほぼ見分けがつくことが分かる。テラヘルツイメージングでは特定の周波数における透過率によるイメージだけではなく、広帯域のスペクトル情報を利用した分光イメージングが可能である。例えば理研の中島ら⁸⁾は、スペクトル情報の処理に統計論的な手法を活用して、癌組織の精細なテラヘルツイメージの取得に成功している。ただし、試料によっては癌組織と正常組織をうまく区別できない場合もあり、病理学的な検定手法として実際に応用されるためには、スペクトルデータの測定と処理手法の改善とともに、異種組織の癌の場合



左図：通常の光学写真画像 (白っぽく見えるところが癌部)。右図：テラヘルツ波の透過イメージ (透過率の低いところは擬似カラーで青っぽく表示されている)。

図 9 パラフィン固定した肝臓癌組織の切片



イメージ領域は約 $30\text{ mm} \times 24\text{ mm}$ 、イメージの取得時間は 100 ミリ秒。

図 11 2D-EO サンプリングによるハサミの柄の部分 (a)、および OHP フィルムの貼り合わせで作成した“ニコちゃんマーク” (b) のテラヘルツイメージ

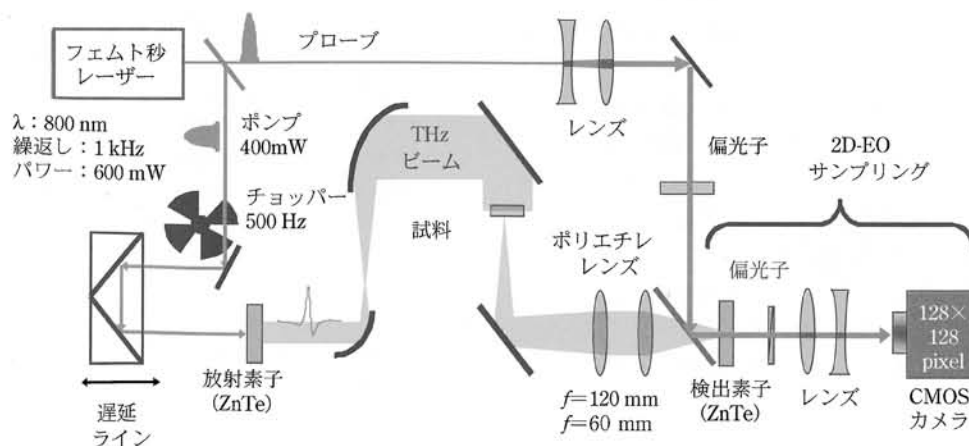


図 10 2D-EO サンプリングの装置構成例

における再現性や、組織の処理方法による違いの有無などについてデータを蓄積する必要がある。

3.4 テラヘルツ二次元電気光学サンプリング

最後に、テラヘルツイメージングのリアルタイム取得技術として二次元電気光学 (2D-EO) サンプリング⁹⁾を紹介する。先に示したテラヘルツイメージは、いわゆる“ラスタースキャン”と呼ばれる手法で得られたものである。“ラスタースキャン”ではテラヘルツビームを試料に集光し、テラヘルツ波の波形を試料面の各点で測定しながら、テラヘルツビームの伝搬方向と垂直な面で試料をジグザグに二次元走査する。この手法では回折限界に近い空間分解を得ることができ、また高い信号対雑音比のイメージを得ることが可能である。しかし、波形を得るための時間軸方向の走査に加え、二次元の空間走査も必要なので、イメージの測定ピクセル数にもよるが、一般的にかなりの計測時間を要する。このため、テラヘルツ波を用いたイメージング技術の実用化にはより高速にイメージを取得できる手法の開発が求められている。テラヘルツイメージングの高速化のために考案された手法の一つが次に述べる二次元電気光学 (2D-EO) サンプリング法と呼ばれる手法である。2D-EO サンプリングではイメージ対象物を二次元走査するのではなく、対象物全体にテラヘルツビームを照射し、その透過あるいは反射イメージをEO効果を利用してリアルタイムに取得する。

2D-EO サンプリングの装置構成例を図10に示す。高強度のテラヘルツ波を発生させるために、光源にはチタンサファイアレーザー増幅器 (繰返し1 kHz, パルス幅約100 fs, 平均出力約600 mW) を用いて非線形光学結晶のZnTe単結晶を励起する。ZnTe結晶中では光整流効果と呼ばれる2次の非線形光学過程によりフェムト秒レーザーの時間幅に相当する過渡的な電気分極が発生し、この非線形電気分極からテラヘルツ波は双極子放射される。イメージング対象の試料を透過したテラヘルツ波は別のZnTe単結晶上に結像される。テラヘルツ波の電界はEO効果によりZnTe結晶に複屈折を生じさせるので、この誘起複屈折分布を、励起レーザーパルスの一部を分岐したプローブパルスの偏光変化として二次元の高速デジタルカメラ (CCD または CMOS カメラ) で読みだす。信号対雑音比を改善させるために、励起レーザーパルスに光チョッパーなどで変調をかけ、差分イメージを検出する¹⁰⁾。

このような2D-EO サンプリング法を用いることで、ほぼリアルタイムでテラヘルツ波によるイメージを測定することができる。図11に2D-EO サンプリングによって取得したテラヘルツイメージの例を示す。イメージ領域は約30 mm×24 mmの領域で、このときのイメージの取得時間は100 ミリ秒 (2 ミリ秒ごとに得られ

る差分イメージを50回積算) であった。図11(a)のイメージははさみの柄の部分のテラヘルツ波形に基づくイメージで、金属でできたはさみはテラヘルツ波を透過しないので黒く見えている。図11(b)のイメージは樹脂製のフィルム (OHP フィルム) を貼り合わせて作った“ニコちゃんマーク”のテラヘルツ波形に基づくイメージである。ただしこの場合は、テラヘルツ波の透過率によるコントラストではなく、フィルムの厚み (～100 μm) で生じたテラヘルツ波の位相遅れがイメージのコントラストを生じさせている。

4 まとめ

本稿では、テラヘルツイメージングに関して筆者らの行った測定例を中心に紹介したが、国内外の複数のグループで様々な光源、手法によりテラヘルツイメージングの研究が展開されている。紙数の関係でそれらを網羅して言及することはできないが、たとえばスペースシャトルの断熱材内部の気泡検査 (アメリカ) や、マイクロチップアレイによる遺伝子診断 (ヨーロッパ) など、主として安全・安心技術および生命医学関連への応用を意図して研究が進められている。半導体チップの故障診断解析法として開発されたLTEM (laser terahertz-emission microscope¹¹⁾) は、半導体素子にフェムト秒レーザーを照射し、素子から放射されるテラヘルツ波を測定することで、素子のテラヘルツ波放射イメージングを取得する手法である。非破壊測定であることに加えて、照射するレーザービームをレンズで絞り込むことで、テラヘルツ波の波長で決まる回折限界よりも高い空間分解が可能である。ユニークなテラヘルツイメージングの手法として、また日本発のテラヘルツ診断技術として産業界からも注目を集めている。

テラヘルツイメージング技術はまだ開発途上の技術ではあるが、光の特性と電波の特性を併せ持つテラヘルツ波をうまく利用することによって、これまでにない応用が開発されていくものと期待される。

謝辞 ここで紹介させていただいた研究は、大阪大学レーザーエネルギー学研究センターにおいて行ったものであり、筆者らのほか、研究実施当時博士後期課程学生であった宮丸文章氏 (現信州大学助教) と山口真理子氏 (現奈良先端科学技術大学院大学助教)、グローリー (株) の井上卓氏、大阪府警科学捜査研究所の南幸男博士と池田 剛氏、岩手医科大学医学部の三浦康宏助教と澤井高志教授らの協力を得ました。これらの方々に感謝いたします。

文 献

- 1) K. Yamamoto, M. Yamaguchi, F. Miyamaru, M. Tani, M. Hangyo, T. Ikeda, A. Matsushita, K. Koide, M. Tatsuno, Y. Minami: *Jpn J. Appl. Phys.*, **43** (3B), L414 (2004).
- 2) M. C. Kemp *et al.*: “Terahertz for Military and Security Applications”, R. J. Hwu, D. L. Woolard, eds, *Proc. SPIE*,

5070, 44 (2003).

- 3) D. G. Allis, D. A. Prokhorova, T. M. Korter : *J. Phys. Chem. A*, **110**, 1951 (2006).
- 4) D. M. Mittleman, S. Hunsche, L. Boivin, M. C. Nuss : *Opt. Lett.*, **22**, 904 (1997).
- 5) H. Kitahara, K. Takano, T. Ikeda, M. Tani, M. Hangyo : *IEEE Trans. FM*, **127**, 391 (2007).
- 6) J. Nishizawa, T. Sasaki, K. Suto, T. Yamada, T. Tanabe, T. Tannno, T. Sawai, Y. Miura : *Opt. Comm.*, **244**, 469 (2005).
- 7) E. Pickwell, A. J. Fitzgerald, B. E. Cole, P. F. Taday, R. J. Pye, T. Ha, M. Pepper, V. P. Wallace : *J. Biomedical Opt.*, **10**, 064021 (2005).
- 8) S. Nakajima, H. Hoshina, M. Yamashita, C. Otani : *Appl. Phys. Lett.*, **90**, 041102 (2007).
- 9) Q. Wu, F. G. Sun, Q. Chen, X.-C. Zhang : *Appl. Phys. Lett.*, **69**, 1026 (1996).
- 10) F. Miyamaru, T. Yonera, M. Tani, M. Hangyo : *Jpn. J. Appl. Phys.*, **43**, L489 (2004).
- 11) T. Kiwa, M. Tonouchi, M. Yamashita, K. Kawase : *Opt. Lett.*, **28**, 2058 (2003).



山本晃司 (Kohji YAMAMOTO)

福井大学遠赤外領域開発研究センター (〒910-8507 福井市文京 3-9-1)。総合研究大学院大学数物科学研究科博士課程修了。博士 (理学)。《現在の研究テーマ》不規則凝縮相系の分光研究、特にテラヘルツ分光を用いた研究。



谷 正彦 (Masahiko TANI)

福井大学遠赤外領域開発研究センター (〒910-8507 福井市文京 3-9-1)。京都大学大学院工学研究科物理工学専攻博士課程修了。工学博士。《現在の研究テーマ》主としてフェムト秒レーザー励起によるテラヘルツ波発生とその分光・計測応用の研究。



北原英明 (Hideaki KITAHARA)

大阪大学工学研究科原子分子イオン制御理工学センター (〒565-0871 吹田市山田丘 2-1)。信州大学大学院工学研究科博士後期過程修了。博士 (理学)。《現在の研究テーマ》テラヘルツ分光、フォトニッククリスタルの研究。



萩行正憲 (Masanori HANGYO)

大阪大学レーザーエネルギー学研究センター (〒565-0871 吹田市山田丘 2-6)。京都大学大学院理学研究科博士後期課程修了。理学博士。《現在の研究テーマ》レーザー励起によるテラヘルツ波の発生とその応用の研究。